

Am 1

JIKA 3-15502

(C)

1. Title of the Invention

HEART-BEAT SYNCHRONIZING WAVE DETECTING DEVICE

2. Claim

A heart-beat synchronizing wave detecting device to detect heart-beat synchronizing waves from a living body via a probe applied to the surface of the living body wherein:

a body-movement sensor to detect the movement of a living body is installed in the probe.

公開実用半成 3-15502 AM1 ⑥

⑩ 日本国特許庁 (JP)

⑪ 実用新案出願公開

⑫ 公開実用新案公報 (U) 平3-15502

⑬ Int. Cl.

A 61 B 5/0245

識別記号 厅内整理番号

⑭ 公開 平成3年(1991)2月15日

8932-4C A 61 B 5/02 3 1 0 B
8932-4C K

審査請求 未請求 請求項の数 1 (全 頁)

⑮ 考案の名称 心拍同期波検出装置

⑯ 実 願 平1-75700

⑰ 出 願 平1(1989)6月28日

⑮ 考 案 者 丹 羽 実 愛知県小牧市林2007番1 コーリン電子株式会社内

⑯ 出 願 人 コーリン電子株式会社 愛知県小牧市林2007番1

⑰ 代 理 人 弁理士 池田 治幸 外2名

明細書

1. 考案の名称

心拍同期波検出装置

2. 実用新案登録請求の範囲

生体の表面に取り付けられたプローブにより該生体から発生する心拍同期波を検出する心拍同期波検出装置において、

前記生体の体動を検出するための体動センサを前記プローブに設けたことを特徴とする心拍同期波検出装置。

3. 考案の詳細な説明

産業上の利用分野

本考案は生体から発生する心拍同期波を検出する心拍同期波検出装置に関するものである。

従来の技術

生体の表面に取り付けられたプローブによりその生体から発生する心拍同期波を検出する心拍同期波検出装置が知られている。たとえば、プローブに設けられた発光素子から照射した光の生体からの反射光または透過光をそのプローブに設けら



れた受光素子にて受光し、その受光された光の強度により表される動脈の脈動に対応した光電脈波に基づいて血液中の酸素飽和度を測定する形式のバルスオキシメータや、プローブに設けられた感圧素子を生体の動脈上に押圧することにより圧脈波を検出する脈波検出装置がそれである。

考案が解決しようとする課題

ところで、斯かる心拍同期波検出装置においては、測定時に生体が動くとその生体およびプロープが相対移動させられる場合があるが、このように生体とプロープとが相対移動させられると得られる心拍同期波が変動することから、心拍同期波の変動がメスや薬物等による影響等の生体自身の内的要因に起因するものかそれとも生体の体動による外的要因に起因するものかを心拍同期波の波形に基づいて区別することは困難であり、好適な心拍同期波を検出し得なくなる場合があった。

本考案は以上のような事情を背景にして為されたものであって、その目的とするところは、心拍同期波の変動の一因である生体の体動を一層確実

に検出し得る心拍同期波検出装置を提供することにある。

課題を解決するための手段

上記目的を達成するために、本考案は、上記のような心拍同期波検出装置において、生体の体動を検出するための体動センサをプローブに設けたことを特徴とする。

作用および考案の効果

このようにすれば、生体の体動を検出するための体動センサが生体の表面に取り付けられるプローブに設けられているので、心拍同期波検出中においては体動センサにより生体の体動を直接的に検出し得、これにより、内的要因および外的要因により変動する心拍同期波の波形に基づいて生体の体動を間接的に検出する場合に比べて、生体の体動を一層確実に検出し得る。

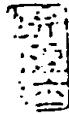
実施例

以下、本考案の一実施例を示す図面に基づいて詳細に説明する。

第1図は本考案の心拍同期波検出装置を含んで

公開実用平成 3—15502

構成されたパルスオキシメータの構成を示す図であって、10はプローブである。プローブ10は、第1図および第2図に示すように、深さの浅い有底円筒状部材14と、その有底円筒状部材14の底部内面の中央に設けられ、ホトダイオードやホトトランジスタ等から成る受光素子16と、有底円筒状部材14の底部内面の受光素子16を中心とする同一半径の円周上において所定間隔毎に交互に設けられ、LED等から成るたとえば8個づつの第1発光素子18および第2発光素子20と、有底円筒状部材14内に一体的に設けられ、受光素子16および発光素子18、20を覆う透明な樹脂22と、有底円筒状部材14内において受光素子16と発光素子18、20との間に設けられ、発光素子18、20から照射された光の体表面12から受光素子16に向かう反射光を遮光する円筒状の遮光部材24とを備えて構成されており、たとえば生体の末梢血管の密度が比較的高い指等の体表面26に、樹脂22がその体表面26と対向する状態で且つ図示しないバンド等により所定



の押圧力で押圧された状態で装着されている。

第1発光素子18はたとえば $660\text{ m}\mu$ 程度の波長の赤色光を発光し、第2発光素子20はたとえば $800\text{ m}\mu$ 程度の波長の赤外光を発光するものであるが、必ずしもこれらの波長に限定されるものではなく、ヘモグロビンの吸光係数と酸化ヘモグロビンの吸光係数とが大きく異なる波長の光と、それら両吸光係数が略同じとなる波長の光とを発光するものであればよい。これら第1発光素子18および第2発光素子20は一定時間づつ順番に所定周波数で発光させられるとともに、両発光素子18, 20から照射された光の体表面12内の血管床からの反射光は共通の受光素子16によりそれぞれ受光される。

受光素子16は、その受光量に対応した大きさの電気信号SVを増幅器30を介してローパスフィルタ32へ出力する。この電気信号SVは動脈の脈動による変動成分を含んでおり、逐次得られる電気信号SVにより動脈の脈動に同期した光電脈波が検出されることとなる。この光電脈波が本

実施例の心拍同期波に相当する。ローパスフィルタ 3 2 は入力された電気信号 $S V$ から脈波の周波数よりも高い周波数を有するノイズを除去し、そのノイズが除去された信号 $S V$ をデマルチプレクサ 3 4 へ出力する。デマルチプレクサ 3 4 は後述の切換信号 $S C$ により第 1 発光素子 1 8 および第 2 発光素子 2 0 の発光に同期して切り換えられることにより、赤色光による電気信号 $S V_R$ をサンプルホールド回路 3 6 および A/D 変換器 3 8 を介して I/O ポート 4 0 へ逐次供給するとともに、赤外光による電気信号 $S V_{IR}$ をサンプルホールド回路 4 2 および A/D 変換器 4 4 を介して I/O ポート 4 0 へ逐次供給する。サンプルホールド回路 3 6, 4 2 は、入力された電気信号 $S V_R$, $S V_{IR}$ を A/D 変換器 3 8, 4 4 へ逐次出力する際に、前回出力した電気信号 $S V_R$, $S V_{IR}$ についての A/D 変換器 3 8, 4 4 における変換作動が終了するまで次に出力する電気信号 $S V_R$, $S V_{IR}$ をそれぞれ保持するためのものである。

I/O ポート 4 0 は、データバスラインを介し

て C P U 4 6 , R O M 4 8 , R A M 5 0 , 表示器
5 2 とそれぞれ接続されている。C P U 4 6 は、
R A M 5 0 の記憶機能を利用しつつ R O M 4 8 に
予め定められたプログラムに従って測定動作を実
行し、I / O ポート 4 0 から駆動回路 5 4 へ照射
信号 S L D を出力して第 1 発光素子 1 8 および第
2 発光素子 2 0 を順番に所定の周波数で一定時間
づつ発光させる一方、それら第 1 発光素子 1 8 お
よび第 2 発光素子 2 0 の発光に同期して切換信号
S C を出力してデマルチプレクサ 3 4 を切り換える
ことにより、前記電気信号 S V _R をサンプルホ
ールド回路 3 6 へ、前記電気信号 S V _{1,R} をサンプ
ルホールド回路 4 2 へそれぞれ振り分ける。上記
所定の周波数は、反射光強度を示すデータポイン
ト（電気信号 S V _R , S V _{1,R} ）により動脈の脈動
に同期した光電脈波の波形を高い分解能にて得ら
れるようにする周波数である。また、C P U 4 6
は、R O M 4 8 に予め記憶されたプログラムに従
って入力信号に基づいて末梢血管を流れる血液中
の酸素飽和度を決定し且つその決定された酸素飽



和度を表示器 5 2 に表示させる。

上記プローブ 1 0 の有底円筒状部材 1 4 の底部外面（第 1 図中上面）には、そのプローブ 1 0 が装着された指等の体動を検出するための体動センサ 5 6 が一体的に設けられている。体動センサ 5 6 は、たとえば第 3 図に示すように、電気絶縁性を有するハウジング 5 8 に一端部において固定された金属製の円筒状部材 6 0 と、長手状を成して一端部に重り 6 2 が設けられるとともにその一端部側が円筒状部材 6 0 内へ挿入された状態で他端部においてハウジング 5 8 に固定された板ばね 6 4 とから成る加速度センサ 6 6 を有して構成されており、たとえば 3 個の加速度センサ 6 6 が円筒状部材 6 0 の軸心が X 軸、 Y 軸、 Z 軸の三方向に位置する状態で設けられている。各加速度センサ 6 6 の円筒状部材 6 0 と板ばね 6 4との間には電源 6 8 の端子電圧がそれぞれ供給されるようになっており、加速度センサ 6 6 は、たとえば 1 G を超える加速度で体動があったときに重り 6 2 が円筒状部材 6 0 の内周面に当接させられて体動信号

SMをA/D変換器70を介してI/Oポート40へ出力する。CPU46は、予め定められたプログラムに従って体動信号SMが一定時間継続して検出されたときにはその間に検出された電気信号SVに基づく酸素飽和度の測定を行わないようにする。

次に、以上のように構成されたパルスオキシメータの作動を説明する。

まず、第1発光素子18および第2発光素子20による赤色光および赤外光の照射が開始されて血管床からの反射光の強度を表す電気信号SV₁、SV₂が逐次検出されている状態で、ステップS1が実行されることにより、体動信号SMが予め定められた一定時間（たとえば100ms）以上継続して検出されたか否かが判断される。この判断が肯定された場合にはステップS2が実行されて体動信号SMが引き続いて検出されているか否かが判断される。ステップS2において、体動信号SMが検出されていると判断された場合にはステップS2が繰り返し実行されて待機状態とされる

が、体動信号 S_Mが検出されなくなつたと判断された場合にはステップ S₁が再び実行される。このステップ S₁の判断が否定された場合には、ステップ S₃が実行されることにより、体動信号 S_Mが前記一定時間以上継続して検出されていない状態で 1 つの脈波形に相当する電気信号 S_{V_R}, S_{V_{IR}}が検出されたか否かが判断される。この判断が否定された場合には肯定されるまでステップ S₁およびステップ S₃等が繰り返し実行されるが、ステップ S₃の判断が肯定された場合には続くステップ S₄が実行される。ステップ S₄においては、ステップ S₃にて判断された電気信号 S_{V_R} が表す 1 つの脈波形の上ピーク値 V_{dR} (心臓拡張期の反射光強度に対応) および下ピーク値 V_{sR} (心臓収縮期の反射光強度に対応) が決定されるとともに、ステップ S₃にて判断された電気信号 S_{V_{IR}} が表す 1 つの脈波形の上ピーク値 V_{dIR} および下ピーク値 V_{sIR} が決定される。第 5 図は、赤色光による反射光強度の脈波形および赤外光による反射光強度の脈波形の一例を示す図であつて、

両脈波形は便宜上同一の脈波形にて示されている。

第5図において、脈波形の振幅は、動脈での光の吸収分を反映し且つ動脈の酸素飽和度を反映している。

次に、ステップS5が実行されることにより、ステップS5にて決定されたピーク値に基づいて、 $V_{dR} - V_{sR}$, $V_{dR} + V_{sR}$, $V_{dIR} - V_{sIR}$, $V_{dIR} + V_{sIR}$ がそれぞれ算出されるとともに、下記の(1)および(2)の比がそれぞれ算出される。このように比をとることにより、発光素子18, 20の発光強度、受光素子16の特性、皮膚色素による光の吸収特性、および血管床での光の散乱・吸収の光の波長による相違などに起因する測定への影響が回避される。続くステップS6においては、下記の(3)の比が算出される。

$$(V_{dR} - V_{sR}) / (V_{dR} + V_{sR}) \quad \dots (1)$$

$$(V_{dIR} - V_{sIR}) / (V_{dIR} + V_{sIR}) \quad \dots (2)$$

$$\frac{(V_{dR} - V_{sR}) / (V_{dR} + V_{sR})}{(V_{dIR} - V_{sIR}) / (V_{dIR} + V_{sIR})} \quad \dots (3)$$

飛行
リモコン
装置

次に、ステップ S 7 が実行されて、上記(3)に示す比と動脈の酸素飽和度との間の予め定められた関係からステップ S 6 にて実際に算出された比に基づいて実際の酸素飽和度が決定される。続くステップ S 8 においては、ステップ S 7 にて決定された酸素飽和度が表示器 5 2 に表示され、その後、ステップ S 1 以下が繰り返し実行されることにより酸素飽和度が連続的に決定され且つ表示されることとなる。

このように本実施例によれば、体動センサ 5 6 が生体の体表面 2 6 に取り付けられるプローブ 1 0 に設けられており、酸素飽和度測定中においては体動センサ 5 6 により生体の体動を直接的に検出することができるので、メスや薬物等による影響等生体自身の内的要因および生体の体動による外的要因により変動する光電脈波の波形に基づいて生体の体動を間接的に検出する場合に比べて、生体の体動を一層確実に検出することができる。

また、本実施例によれば、体動センサ 5 6 は 3 個の加速度センサ 6 6 が X 軸、Y 軸、Z 軸の三方

向においてそれぞれ設けられているので、種々の方向の体動を好適に検出し得る利点がある。

また、本実施例によれば、体動信号SMが100ms以上継続して検出されたときに検出された光電脈波に基づいて酸素飽和度の測定が行われないようになっているため、不適当な光電脈波に基づいて酸素飽和度の測定が行われるのを防止することができるとともに、瞬間的な体動により酸素飽和度の測定が一々中断させられるのを好適に防止することができる。

なお、前述の実施例では、体動時に検出された光電脈波を酸素飽和度の測定に使用しないように構成されているが、必ずしもその必要はなく、たとえば、体動時の光電脈波に基づいても酸素飽和度を測定してその酸素飽和度が体動時のものであることを表示するように構成することもできるし、あるいは、体動時においては光電脈波を検出しないように構成することもできる。

また、前述の実施例では、体動センサ56は加速度センサ66を有して構成されているが、必ず

特許
公報
出願

しもその必要はなく、体動センサは、たとえば第6図に示すような位置センサ72にて構成されてもよい。この位置センサ72は、内部に球状の空間74が形成された立方体状の樹脂76と、その空間74内に設けられた球状のフェライト磁石78と、その樹脂76内に空間74の周りにおいて前記立方体の六面に沿ってそれぞれ設けられた良く知られた6個のリードスイッチ80（4個のみ図示）とを有して構成されており、フェライト磁石78の位置に応じてリードスイッチ80の何れかがON状態とされるようになっている。この場合には、ON状態であるリードスイッチ80が生体の体動に応じて或るリードスイッチ80から別のリードスイッチ80に変わったことに基づいて体動が検出されることにより、加速度の小さい体動でも確実に検出し得る利点があるが、樹脂76とフェライト磁石78とが殆ど相対移動しない水平方向や垂直方向等の体動を検出できないため、前記加速度センサ66を用いた体動センサ56と組み合わせて用いることにより、加速度センサ6

6 および位置センサ 7 2 の欠点を補い合って体動を一層漏れなく検出することができる。

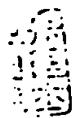
また、前述の実施例では、反射型パルスオキシメータに本考案が適用された場合について説明したが、透過型パルスオキシメータや、プローブに設けられた感圧素子を生体の動脈上に押圧することにより圧脈波を検出する脈波検出装置およびその脈波検出装置を含んで構成された血圧測定装置においても本考案を適用し得るとともに、生体表面に取り付けられた電極（プローブ）により心電波形を検出する心電計においても本考案を適用し得る。すなわち、クレームにおける心拍同期波は心電波形をも含んだ意味で用いられているのである。

その他、本考案はその趣旨を逸脱しない範囲において種々変更が加えられ得るものである。

4. 図面の簡単な説明

第1図は本考案の心拍同期波検出装置を含んで構成されたパルスオキシメータの構成を示すブロック線図である。第2図は第1図のプローブのA

公開実用平成3—15502



矢視図である。第3図は第1図の体動センサを構成する加速度センサの概要を示す図である。第4図は第1図のパルスオキシメータの作動を説明するためのフローチャートである。第5図は第3図のフローチャートにおいて検出された反射光強度の一例を示すグラフである。第6図は本考案における体動センサの他の例を示す図である。

10：プロープ

26：体表面

56：体動センサ

72：位置センサ（体動センサ）

出願人 コーリン電子株式会社

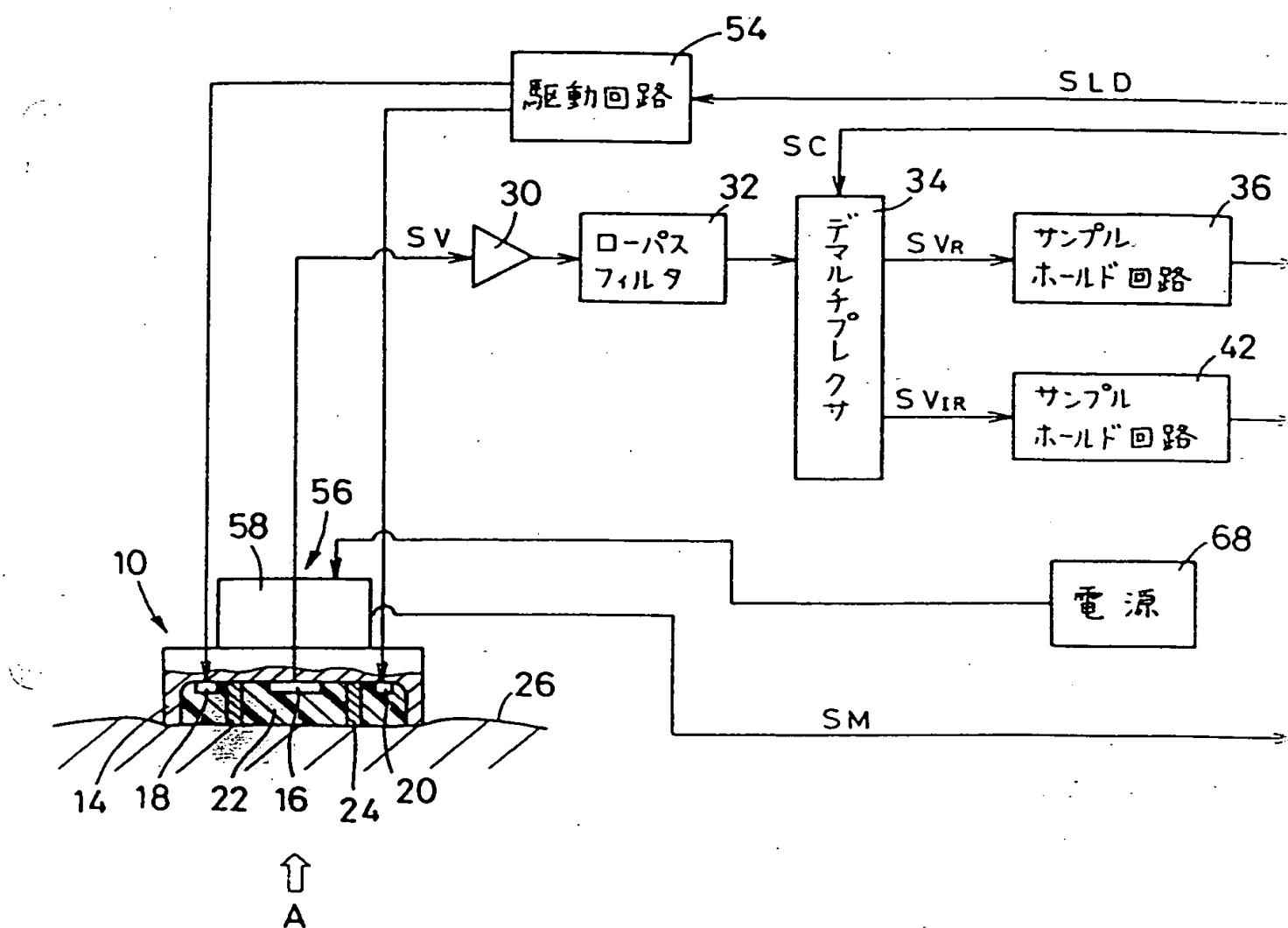
代理人 弁理士 池田治幸

(ほか2名)



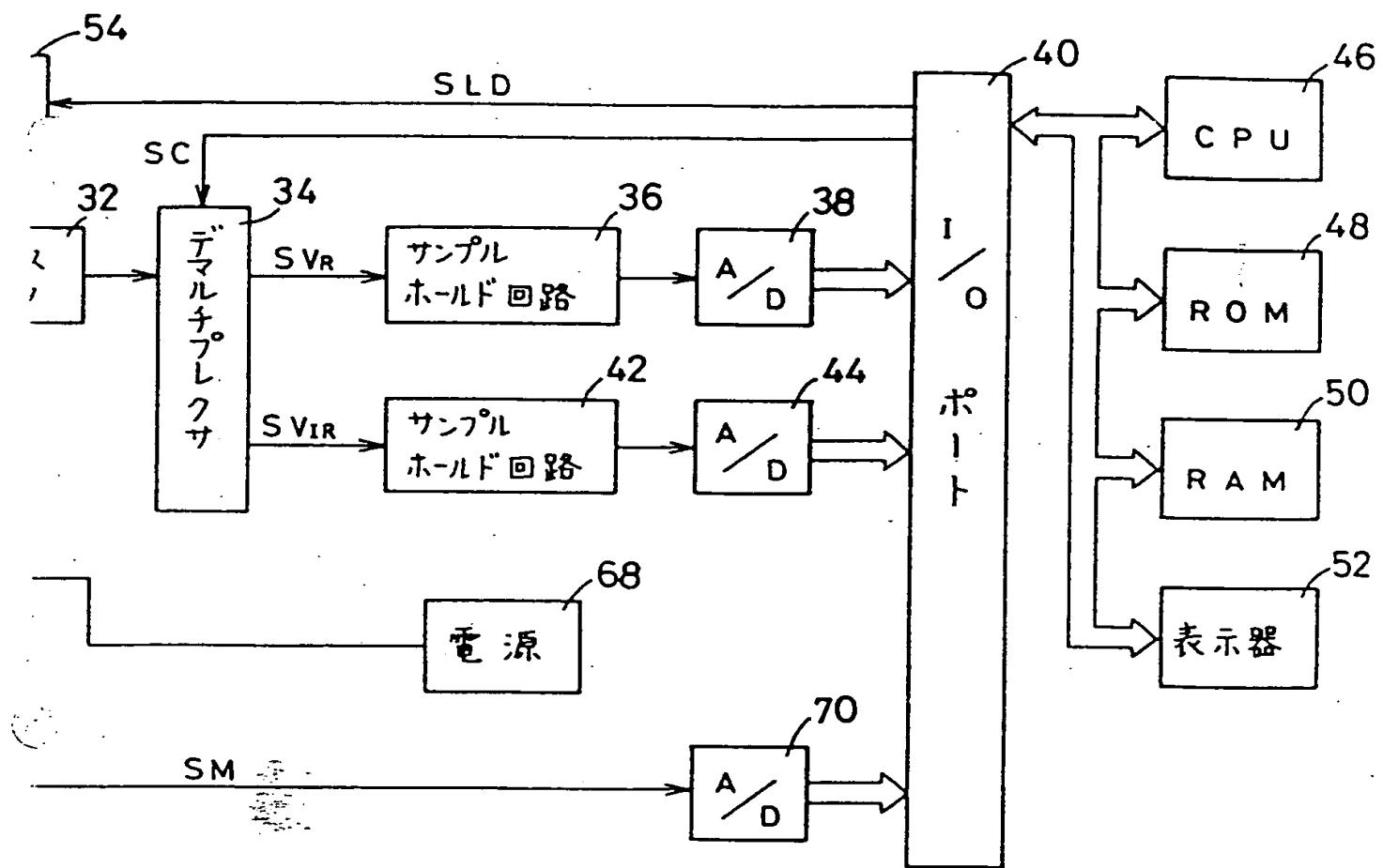
平成 3-15502

第 1 図



出願
代理

第1図

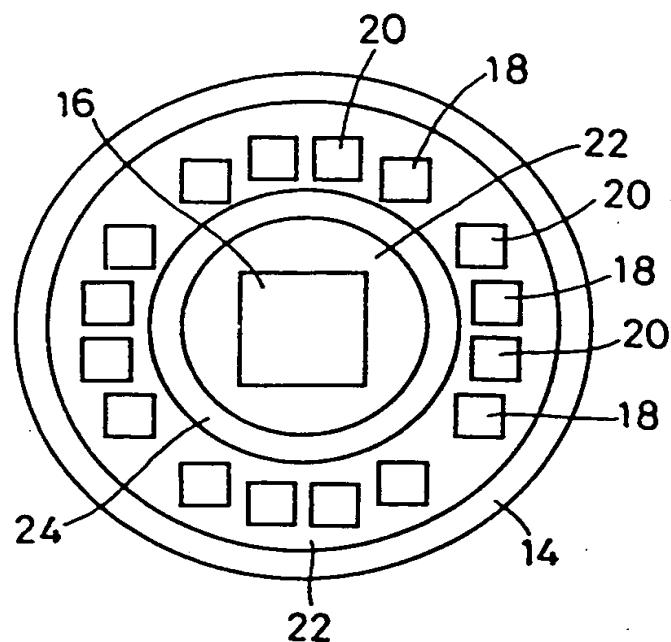


17

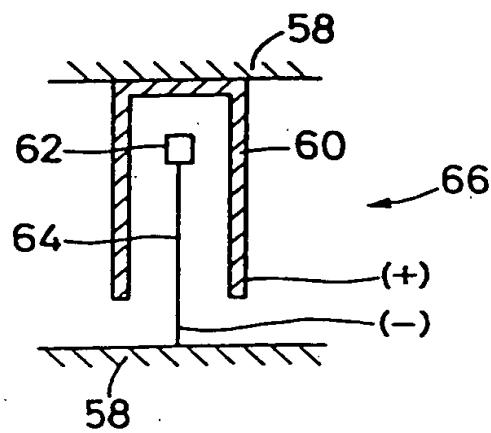
実開3-

出願人 コーリン電子株式会社
代理人 弁理士 池田治幸(ほか2名)

第2図



第3図

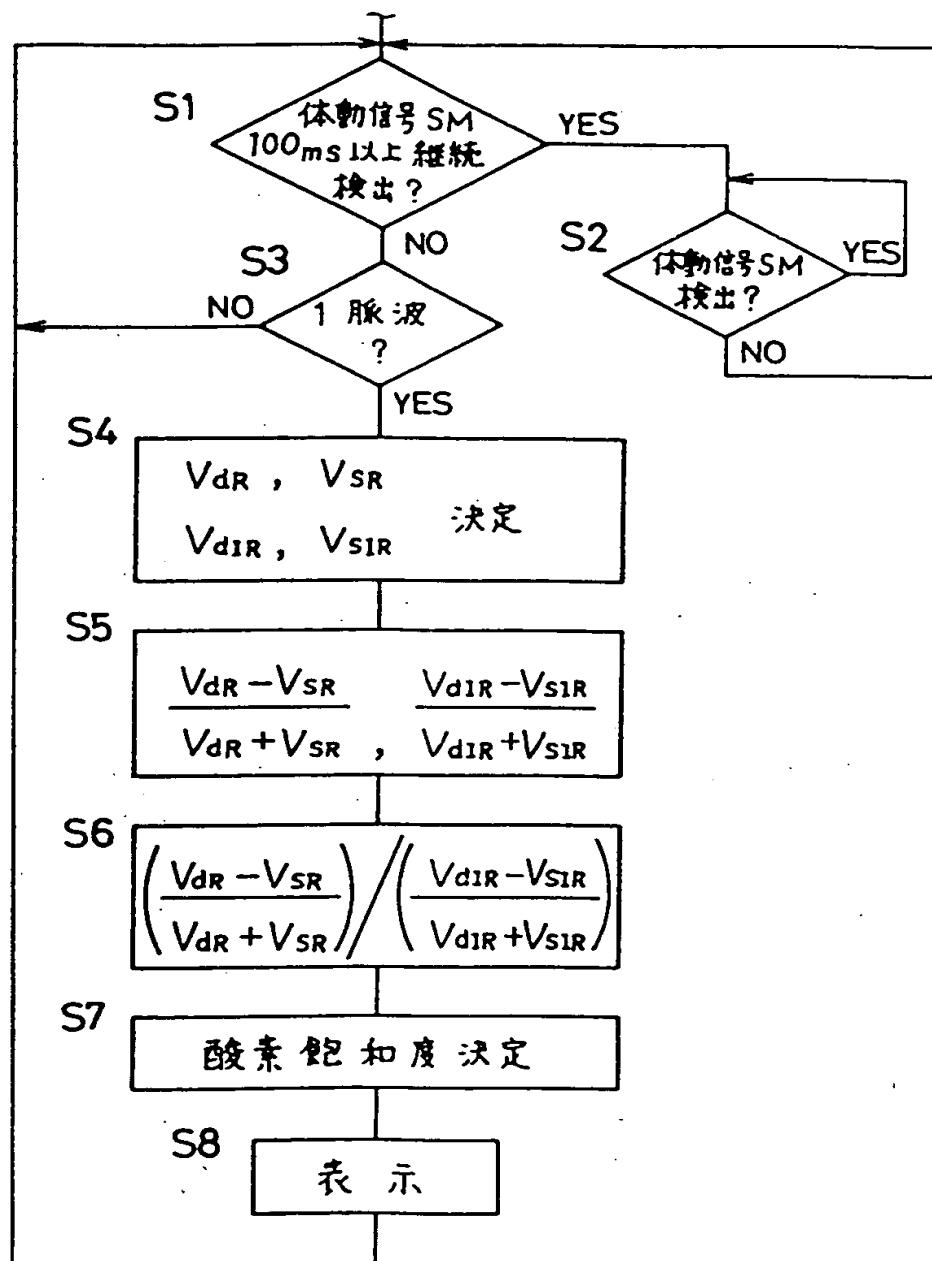


18

実用3-15502

出願人 コーリン電子株式会社
代理人 弁理士 池田治幸(ほか2名)

第4図

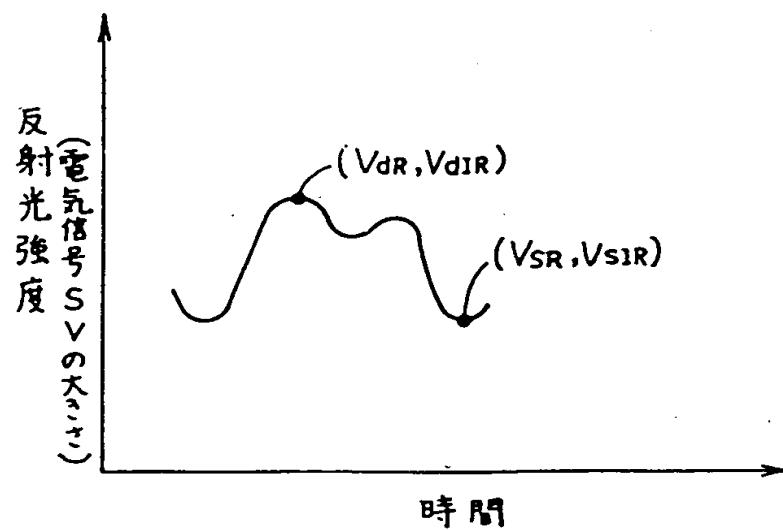


19

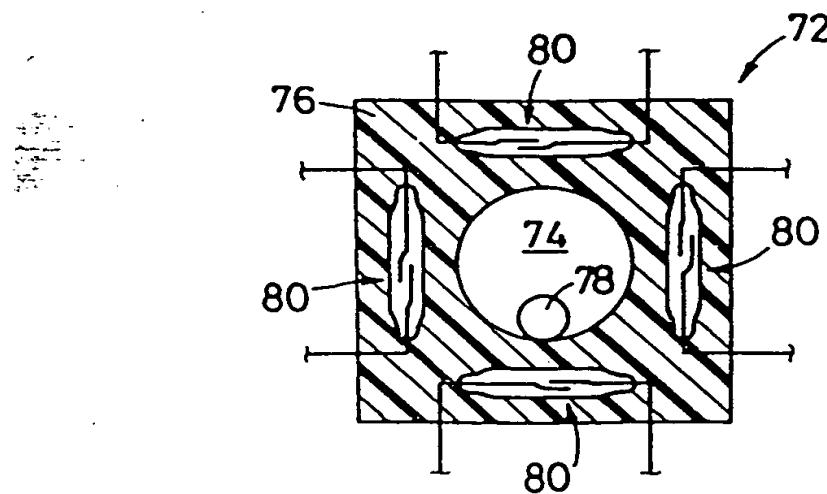
実開3-15502

出願人 コーリン電子株式会社
代理人 弁理士 池田治幸(ほか2名)

第5図



第6図



実用3-15502

20

出願人 コーリン電子株式会社
代理人 弁理士 池田治幸(ほか2名)

後図面なし